

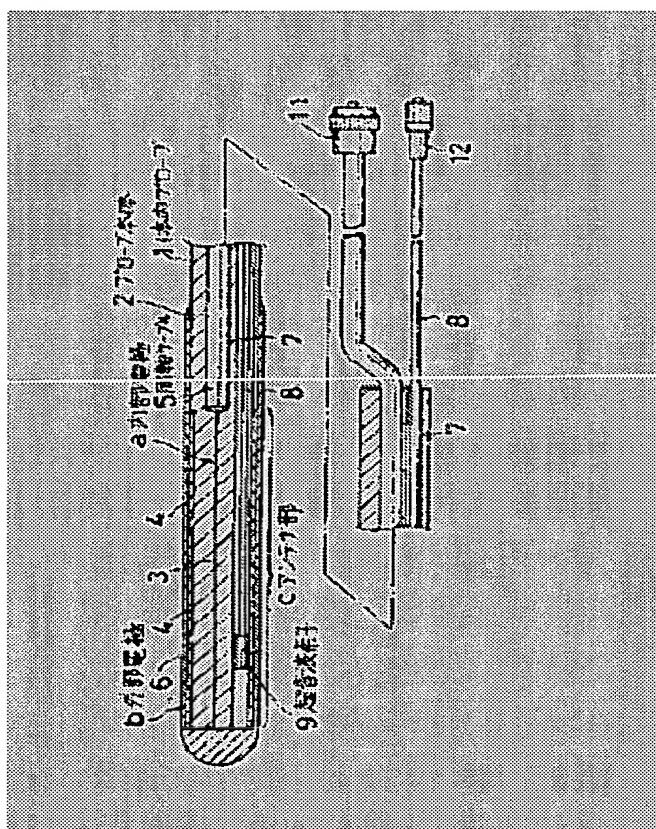
PROBE FOR THERMOTHERAPY

Patent number: JP3131278
Publication date: 1991-06-04
Inventor: INABA MAKOTO; others: 01
Applicant: OLYMPUS OPTICAL CO LTD
Classification:
 - international: A61N5/02; A61B8/00; A61F7/12; A61N1/40
 - european:
Application number: JP19890207847 19890814
Priority number(s):

Abstract of JP3131278

PURPOSE:To enable a clear ultrasonic image to be observed with an ultrasonic element for ultrasonic diagnosis arranged inside a probe so as to guide a heating electrode to an optimum position easily and accurately by forming a heating electrode fitted to the tip of a probe with a material of low ultrasonic attenuation.

CONSTITUTION:An inner conductor 3 of a coaxial cable 5 is arranged concentrically inside an outer electrode (b) to form an inner electrode (a) and constitute an antenna part (c) serving as a heating electrode. An outer conductor 4, which is divided into a plurality of parts, is formed by an electrically conductive material of low ultrasonic attenuation and an insulation film 6 over the antenna part (c) is also made of a material of low ultrasonic attenuation. An ultrasonic probe 8 is equipped with an ultrasonic element 9 for ultrasonic diagnosis at its tip and oscillates an ultrasonic wave and receives its reflected one. It is possible to obtain an ultrasonic diagnostic image of living tissue around the heating electrode (c) fitted to an internal probe 1 through this electrode and to guide the probe to an optimum position by the aforementioned devices.



⑫ 公開特許公報(A) 平3-131278

⑮ Int. Cl.³

識別記号

庁内整理番号

⑬ 公開 平成3年(1991)6月4日

A 61 N 5/02
A 61 B 8/00
A 61 F 7/12
A 61 N 1/40

Z

8117-4C
7437-4C
6737-4B
7831-4C

審査請求 未請求 請求項の数 1 (全9頁)

⑭ 発明の名称 温熱治療用プローブ

⑰ 特 願 平1-207847

⑱ 出 願 平1(1989)8月14日

優先権主張 ⑲ 平1(1989)7月4日 ⑳ 日本(JP) ㉑ 特願 平1-172307

⑳ 発 明 者 稲 葉 誠 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業株式会社内

㉒ 発 明 者 斎 藤 秀 俊 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業株式会社内

㉓ 出 願 人 オリンパス光学工業株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

㉔ 代 理 人 弁理士 坪 井 淳 外2名

明 細 書

1. 発明の名称

温熱治療用プローブ

2. 特許請求の範囲

体腔内に導入する体内プローブに加温用電極を設け、その加温用電極を用いて生体内に生じた病変部を局所的に加温して治療する温熱治療用プローブにおいて、上記体内プローブに、上記加温用電極に近づけて超音波診断用超音波素子を組み込み、上記加温用電極は少なくともその超音波素子で観察する観察側に位置する部分を、超音波透過性材料で形成したことを特徴とする温熱治療用プローブ。

3. 発明の詳細な説明

〔産業上の利用分野〕

本発明は、生体内に生じた病変部を局所的に加温して治療する温熱治療用プローブに関する。

〔従来の技術〕

生体内に生じた病変部を局所的に加温して治療する温熱治療用プローブが、例えばUSP4、

700,716号明細書で示されている。これはプローブの先端部に外部電極と内部電極によるマイクロ波照射用アンテナ部を設け、このアンテナ部よりマイクロ波を生体の病変部に向けて照射するようにしたものである。そして、このプローブにおけるマイクロ波照射用アンテナ部を構成する外部電極は、金属材料で形成されている。

このプローブによって加温治療を行なう病変部の診断には、しばしば超音波断層像による診断が有用であった。

一方、加温手段として体内電極と体外電極との間に高周波電流を印加してその電極間にある病変部を加温する方式も知られている(特公昭62-48505号公報参照)。この場合、体内電極は生体管腔臓器内に挿入される体内電極用プローブに設けられている。この体内電極はステンレス線や銅メッキ線等の金属線によって形成された管状導組体、ペローズまたは螺旋体で構成されている。

そして、この体内電極用プローブを生体内に導入して高周波電流を病変部に印加して温熱治療する

場合にも、加温治療を行なう病変部の診断に超音波断層像による診断装置が使用される。

〔発明が解決しようとする課題〕

ところで、上記各プローブにおいて、マイクロ波照射アンテナ部の電極または高周波用体内電極は、いずれも金属材料からなるから、そのプローブによって加温治療対象の部位を、超音波診断プローブによる超音波断層像で診断する場合、その電極が邪魔で死角が生じやすい。また、これらの温熱治療用プローブと超音波診断プローブとが別体であるため、温熱治療用プローブによる治療部位と超音波診断装置による診断部位を正確に一致させることが難しい。このため、治療中あるいは治療前後の治療部位の正確な診断ができにくかった。

さらに、従来の温熱治療用プローブ単体では、生体内の患部の位置を正確に確認し、その患部を治療するための最適な位置にプローブを導くことが困難であった。

本発明は上記課題に着目してなされたもので、

熱治療と同時に確実かつ明瞭な超音波診断が一本のプローブで行なえる。

〔実施例〕

第1図および第2図は本発明の第1の実施例を示すものである。第1図はその温熱治療用体内プローブ1を示し、この体内プローブ1のプローブ本体2は、シリコンゴムで形成した柔軟な2孔チューブを用いて構成されている。このプローブ本体2に形成された中央側の孔には内部導体3と外部導体4からなる同軸ケーブル5が挿通されている。外部導体4はプローブ本体2の先端部外周において、例えばその体内プローブ1の長手軸方向に垂直な面で前後に複数に分割されてなり、このような各外部導体4を含めてそのプローブ本体2の先端部外周は絶縁被膜6によって被覆されている。

そして、上記同軸ケーブル4から先端側へ引き出された内部導体3は上記外部電極aの内側に同心的に配置されて内部電極bを構成し、これにより加温用電極としてのアンテナ部cを構成してい

その目的とするところは、生体内に生じた病変部を加温して治療するのに最も適した位置に加温用プローブを容易に導くことができるとともに、その温熱治療中あるいは治療前後の病変部、およびその周辺の生体組織部位の状態を超音波で明瞭に診断することができる温熱治療用プローブを提供することにある。

〔課題を解決するための手段および作用〕

上記課題を解決するために本発明は、体腔内に導入する体内プローブに加温用電極を設け、その加温用電極を用いて生体内に生じた病変部を局部的に加温して治療する温熱治療用プローブにおいて、上記体内プローブに、上記加温用電極に近づけて超音波診断用超音波素子を組み込み、上記加温用電極は少なくともその超音波素子で観察する視野側に位置する部分を、超音波透過性材料で形成した。

このような構成により、体内プローブに設けた加温用電極越しに、その電極周囲の生体組織の超音波断層像を得ることができる。したがって、温

る。

また、外部電極bを構成する複数に分割された複数の外部導体4は、例えば導電性シリコンゴム等の超音波の減衰の小さい導電性材質によって形成されている。さらに、アンテナ部cにおける絶縁被膜6は、例えばマイクロ波による誘電率の低いテフロン等の材料によって形成されている。また、同時に絶縁被膜6は、超音波の減衰の小さい材料によって形成されている。

一方、上記プローブ本体2の他方の孔からなる挿通孔7には超音波プローブ8が挿通されるようになっている。超音波プローブ8はその先端部に超音波診断用超音波素子（超音波振動素子ユニット）9を設けてなり、これより外側（第1図では下側）へ向けて超音波を発振し、またその反射波を受信するようになっている。

このように構成された体内プローブ1における同軸ケーブル4の末端にはコネクタ11が取り付けられ、また、超音波プローブ8の末端には、別のコネクタ12が設けられている。そして、第2

図で示すように、体内プローブ1のコネクタ11は、マイクロ波発生装置13に接続され、超音波プローブ8のコネクタ12はプローブ駆動装置14、および超音波発生装置15に接続される。さらに、超音波発生装置15には観察用モニタ16が接続されている。

次に、このように構成され、かつ接続された体内プローブ1を温熱治療に使用する例を第2図を参照にして説明する。第2図はその体内プローブ1を生体管腔20に挿入し、生体組織21内に生じた腫瘍22近くにアンテナ部cを位置させて温熱治療を行う状況を示している。

すなわち、この体内プローブ1は経口あるいは経皮的にその生体管腔20、例えば胆管等の内部に挿入される。このとき、その体内プローブ1内に挿入した超音波プローブ8の超音波素子9部分をアンテナ部cに対応した内部に位置させる。そして、超音波プローブ8をプローブ駆動装置14によりその超音波プローブ8の長手方向軸を中心として回転駆動しながら、超音波診断用超音波素

子9の発振動作および受信動作を行なわせる。この受信した信号を画像信号処理してモニタ16で観察する。

この場合、上記外部電極bは超音波の減衰の小さい材料で形成してあるため、その外部電極bが超音波診断の邪魔にならない。つまり、外部電極b越しにアンテナ部cの外周の組織の超音波像を観察することができる。

このように、観察しながら、体内プローブ1のアンテナ部cが腫瘍22の直下に配置されるようにその体内プローブ1を導入する。そして、第2図で示すように、アンテナ部cが腫瘍22の直下の生体管腔20の壁面に当接した状態で、マイクロ波発生装置13から、同軸ケーブル5によってマイクロ波を送り、アンテナ部cよりマイクロ波を放射して、腫瘍22の温熱治療を行う。同時に超音波プローブ8をアンテナ部cの軸方向の長さ分だけプローブ駆動装置14によってプローブ1の軸方向にリニア駆動させ、スキャンさせることにより加温されている腫瘍22、およびその付

近の生体組織21の超音波像を観察する。

以上のような操作および作用により温熱治療用プローブ1の内部から超音波プローブ8によって、アンテナ部cの外周の生体組織21の断層像を観察できるので、直視下では判断しにくい組織内部に生じた腫瘍22でも容易に発見し、加温すべき部位へ正確に体内プローブ1を導くことができる。また、加温治療中も、腫瘍22やその周辺の正常組織の変化を超音波断層像によって死角なしに観察できるので、より安全な治療が行なえる。

第3図は本発明の第2の実施例における温熱治療用の体内プローブ41を示す。この体内プローブ41は柔軟なシリコンチューブをプローブ本体42として構成され、そのプローブ本体42の内部には同軸ケーブル43が挿通されている。この同軸ケーブル43から引き出された内部導体44により内部電極aを構成している。また、プローブ本体42の先端部外周に設けられた例えば螺旋状のにより外部電極bを構成している。なお、外部導体45は螺旋状ではなく、前後に複数に分割

していてもよい。そして、この内部電極aと外部電極bとによりアンテナ部cを構成している。

プローブ本体42の先端部内には複数の超音波素子47a、47bが固定的に設置されている。例えば一方の超音波素子47aは比較的前方に位置して下方に向けて設置されている。他方の超音波素子47bは比較的后方に位置して上方に向けて設置されている。

これら各超音波素子47a、47bには、超音波を送るケーブル48a、48bが別々に接続されている。

また、上記外部電極bを形成する外部導体45は、第1の実施例と同様に超音波の減衰が極めて小さい材料で形成されている。さらに、その外部導体45を含むアンテナ部cの外周は絶縁被膜49によって被覆されている。

このように構成された体内プローブ41は、第1の実施例と同様に同軸ケーブル43の末端に取り付けられたコネクタ50と超音波伝送ケーブル48a、48bの末端にそれぞれ取り付けられた

コネクタ51a, 51bを介し、コネクタ50はマイクロ波発振装置に、コネクタ51a, 51bはプローブ駆動装置、および超音波発生装置へと接続される。

このように構成され、かつ接続された温熱治療用の体内プローブ41は第1の実施例に示した場合と同様に、生体管腔に挿入され、マイクロ波により患部を加温治療する。

加温治療中は超音波素子47a, 47bにより各方向の電極周囲の患部を観測する。この第2の実施例の体内プローブ41によっても、上記第1の実施例の場合と同様の作用効果が得られる。

第4図および第5図は本発明の第4の実施例を示すものである。この実施例では高周波を用いて温熱治療を行う。第1図はその体内プローブ50である。体内プローブ50は柔軟な4孔シリコンチューブをプローブ本体51としてなり、プローブ本体51の先端部外周には管状の体内電極52が固定的に設けられている。体内電極52は超音波の減衰が極めて小さい導電性シリコンゴム等に

通している。また、この給水管路63と排水管路(64)には給水チューブ65と排水チューブ66が接続されている。

また、この体内プローブ50にはケーブル54の末端に取り付けられた第1のコネクタ67、診断用超音波プローブ57のフレキシブルシャフト58の末端に取り付けられた第2のコネクタ68、給水チューブ65と排水チューブ66の各末端にそれぞれ取り付けられた第3および第4のコネクタ71, 72を設けている。そして、第5図で示すように第1のコネクタ67は高周波発生装置73、第2のコネクタ68は超音波プローブ用駆動装置74、第3および第4のコネクタ71, 72は冷却液循環装置75にそれぞれ接続されている。

また、診断用超音波プローブ57の超音波振動素子ユニット59に接続した図示しない超音波信号伝送ケーブルはそのフレキシブルシャフト58内を通じて外部の超音波発生・観察装置76に接続されている。

によって形成されている。この体内電極52が設けられる内側はその前後両端部分を残して内部が空洞に形成され、密閉空間53を形成している。

体内電極52にはケーブル54が接続され、このケーブル54はプローブ本体51における1つの孔55に挿通されている。他の孔56には診断用超音波プローブ57が挿通されている。この診断用超音波プローブ57はフレキシブルシャフト58とこの先端に設けられる超音波振動素子ユニット59からなり、超音波振動素子ユニット59は上記管状の体内電極52で囲まれた密閉空間53内に配設される。密閉空間53内は流動パラフィン等の超音波伝達液体61で満たされている。

さらに、プローブ本体51の先端部外周には上記体内電極52を内側に取り込むようにして取り囲むバルーン62が取り付けられている。バルーン62はラテックス等の柔らかい薄膜によって形成されている。そして、バルーン62の内部には上記プローブ本体51の残る2つの孔を利用して形成される給水管路63と排水管路(64)に連

さらに、第5図で示すようにボラス77を備えた体外電極78が設けられ、この体外電極78はケーブル79を通じて上記高周波発生装置73に接続されている。体外電極78のボラス77には液体が給排されるが、上記同様の給水チューブや排水チューブを通じて冷却液循環装置により冷却液を循環するようにしてもよい。

次に、この実施例のものの使用例を説明する。第5図で示すように体内プローブ50を、例えば食堂等の生体管腔81内に挿入する。このとき、挿入しやすいようにバルーン62には冷却液を供給させずにおき、それを完全に収縮させた状態にしておく。

また、この挿入時、プローブ本体51内に挿通されている診断用超音波プローブ57を駆動装置74によってその軸中心の回りに回転し、さらに、超音波発生・観察装置76を駆動させる。これにより超音波振動素子ユニット59は回転しながら超音波を放射し、その反射波を受信する。この受信信号により上記超音波発生・観察装置76で超音

波像を観察する。ところで、上記超音波振動素子ユニット59の周囲に位置する体内電極52は上述したように超音波を減衰させないので、その体内電極52越しに生体組織82の部位を観察することができる。

このようにして体内電極52のある体内プローブ50の先端外周囲の生体組織の超音波像を観察しながら、その体内プローブ50の先端部を病変部(腫瘍)83の直下に位置させる。

ついで、冷却液循環装置75によりバルーン62内に冷却液を供給し、そのバルーン62を膨らませる。これにより生体管腔81の内壁面にバルーン62を密着させる。また、この密着した状態が保つように冷却液の循環流量を調整する。なお、冷却液には超音波の減衰の小さい脱気水等を用いることが望ましい。

一方、体内電極52のある体内プローブ50の先端部に対向する生体外表面に体外電極78を設置する。病変部83は体内電極52と体外電極78との間に位置することになる。

に容易かつ正確に導入させることができる。また、治療中も加温部の超音波断層像を観察できるので、安全でかつ正確な温熱治療を行うことができる。

第6図ないし第8図は本発明の第4の実施例を示すものである。第6図は上記第3の実施例と同様に高周波を用いて温熱治療を行うための体内プローブ90を示す。この体内プローブ90は柔軟な3孔シリコンチューブをプローブ本体91としてなり、プローブ本体91の先端部外周には管状の体内電極92が固定的に設けられている。この体内電極92は超音波の減衰が極めて小さい導電性シリコンゴム等の材料によって形成されている。また、体内電極92は電気的に絶縁性のある薄膜93によって覆われている。さらに、この体内電極52が設けられる内側のプローブ本体91の部材はその前後両端部分を残して切り取られ、窓部94を形成している。

また、プローブ本体91の最も太い1つの孔は挿通孔95を形成し、これはプローブ本体91の先端まで突き抜けている。しかし、最先端の孔部

そこで、高周波発生装置73により体内電極52と体外電極78との間に高周波を印加し、その間にある病変部83を加温して治療する。この治療中、体内電極52と体外電極78の近くの正常組織が加温されやすいため、バルーン62およびボラス77内に冷却液を循環し、正常組織の過熱を防止する。

また、体内プローブ50内において、診断用超音波プローブ57をその軸方向にリニア駆動することにより超音波振動素子ユニット59を移動すれば、体内電極52と体外電極78との間の病変部83の超音波断層像を観察できる。

しかして、上記体内プローブ50はその内部に診断用超音波プローブ57を内蔵し、その超音波振動素子ユニット59の周囲にある体内電極52は超音波を減衰させないものを用いているから、その体内電極52越しに生体組織82や病変部83の超音波断層像を観察することができる。したがって、その体内プローブ50を生体管腔81の所望の位置(病変部83の治療に適する位置)

分96の径が特に細くなっている。最先端の孔部分96はテーパ部97を介して挿通孔95の先端側部分に接続されている。

上記体内電極92に接続されるケーブル98はプローブ本体91の他の孔99を通じて基端側へ導かれ、上記実施例と同様に高周波発生装置に接続されている。

また、プローブ本体91の残る他の孔101は上記窓部94内の空間102に連通している。そして、これより流動パラフィン等の超音波伝達流体103を注入するようになっている。

一方、上記挿通孔95には第6図で示すようにガイドワイヤ104と超音波診断プローブ105を選択的に挿入できるようになっている。ガイドワイヤ104は最先端の孔部分96から先端側へ突き抜けるまで挿入できる。ガイドワイヤ104はテーパ部97に案内されて最先端の孔部分96に密に挿入され、このとき、その孔部分96を閉塞するようになっている。

また、超音波診断プローブ105は上記テーパ

部97の直前の所まで挿入され、最先端の孔部分96までは入り込まない位置で止められ、これにより最終挿入位置が決められるようになっている。そして、超音波診断プローブ105において、上記体内電極92のある窓部94に対応する部位には超音波振動素子ユニット106が組み込まれている。超音波振動素子ユニット106には図示しない超音波信号伝送ケーブルが接続されている。超音波信号伝送ケーブルはその超音波診断プローブ105のフレキシブルシャフト106内を通じて上記実施例の場合と同様に外部の超音波発生・観察装置（図示しない。）に接続されている。

次に、この実施例のものを使用する場合の作用について説明する。

まず、体内プローブ90を上記第3の実施例の場合と同様に生体管腔内に導入する。この場合、あらかじめ内視鏡等によってその生体管腔内までガイドワイヤ104を導入しておく。ついで、第6図で示すように、そのガイドワイヤ104にプローブ本体91の挿通孔95にその先端側の孔部

分96から挿入させる。そして、ガイドワイヤ104を案内として体内プローブ90を、胆管などの細い生体管腔に導き入れる。

ついで、ガイドワイヤ104のみを手元側から引き抜き、これの代わりに今度は挿通孔95にその超音波診断プローブ105を第8図で示すように最終位置まで挿入する。このとき、超音波診断プローブ105の先端はテーパ部97の内面壁に密着して当たり最先端の孔部分96を閉塞する。また、超音波振動素子ユニット106が上記体内電極92のある窓部94に対応する所に位置する。この状態で、孔101を通じて上記窓部94の内側の空間102に流動パラフィン等の超音波伝達流体103を注入する。

そこで、上記第3の実施例と同様に、超音波振動素子ユニット106を駆動し、診断用超音波プローブ105を図示しない駆動装置によってその軸中心の回りに回転しながら、超音波発生・観察装置により観察する。つまり、これにより超音波振動素子ユニット106は回転しながら超音波を

放射し、その反射波を受信する。この受信信号により上記超音波発生・観察装置で超音波像を観察する。ところで、上記超音波振動素子ユニット106の周囲に位置する体内電極92は上述したように超音波を減衰させないので、その体内電極92越しに生体組織の部位を明瞭に観察することができる。

このようにして体内電極92のある体内プローブ90の先端外周囲の生体組織の超音波像を観察しながら、その体内プローブ90の先端部を病変部（腫瘍）の直下に位置するように挿入位置を修正する。

そして、上記第3の実施例と同様に、高周波発生装置により体内電極92と体外電極（図示しない。）との間に高周波を印加し、その間にある病変部を加温して治療する。

また、体内プローブ90内において、診断用超音波プローブ105をその軸方向にリニア駆動することにより超音波振動素子ユニット106を移動すれば、体内電極92と体外電極との間の病変

部の超音波断層像を観察できる。

しかして、上記体内プローブ90によれば、上記第3の実施例と同様な作用効果が得られる。さらに、ガイドワイヤ104を用いて体内プローブ90を生体管腔内に挿入できる。したがって、容易に挿入できるとともに細い生体管腔でも容易に挿入することができる。

なお、本発明は、温熱治療用プローブの内部に設置される超音波素子は、1個または2個に限るものでなく、それ以上の個数の超音波素子を内蔵してもよい。また、アンテナ部等の加温用電極の構成も上記実施例のものに限定されるものではない。

〔発明の効果〕

以上説明したように本発明の温熱治療用プローブは、プローブの先端部に形成する加温用電極を超音波の減衰の極めて小さい材料で構成したから、その内側に配設する超音波診断用超音波素子でその加温用電極越しに明瞭な超音波像が観察でき、したがって、加温用電極を生体組織における

腫瘍等に対応した加温治療するのに最も適した位置に容易かつ正確に導くことができる。さらに、加温治療中にその患部等の超音波断層像を観察できるので、安全かつ正確な温熱治療が行なえる。

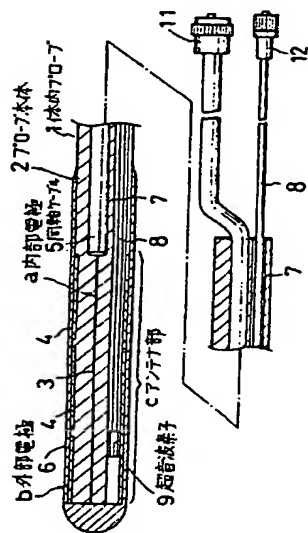
4. 図面の簡単な説明

第1図は本発明の第1の実施例の温熱治療用プローブの構成を示す断面図、第2図は同じくその第1の実施例の温熱治療用プローブを使用する状態の説明図、第3図は本発明の第2の実施例の温熱治療用プローブの構成を示す断面図、第4図は本発明の第3の実施例の温熱治療用プローブの構成を示す断面図、第5図は同じくその第3の実施例の温熱治療用プローブを使用する状態の説明図、第6図は本発明の第4の実施例の温熱治療用プローブの構成を示す断面図、第7図は第6図中A-A線に沿う断面図、第8図は同じくその第4の実施例の温熱治療用プローブの構成を示す断面図である。

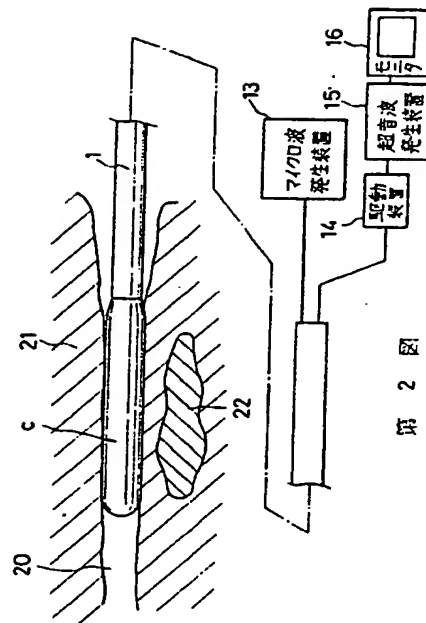
1…温熱治療用プローブ、2…プローブ本体、3…内部導体、5…外部導体、8…超音波ブロー

ブ、9…超音波索子、a…内部電極、b…外部電極、c…アンテナ、41…体内プローブ、47a、47b…超音波索子、50…体内プローブ、52…体内電極、59…超音波振動素子ユニット、90…体内プローブ、92…体内電極、106…超音波振動素子ユニット。

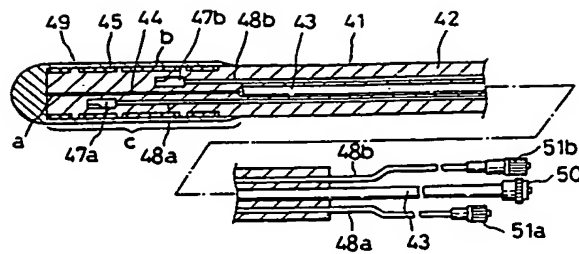
出版人代理人 弁理士 坪井 淳



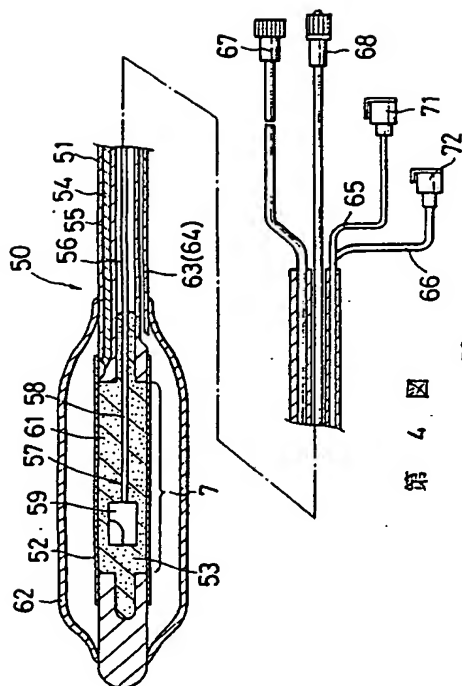
第1図



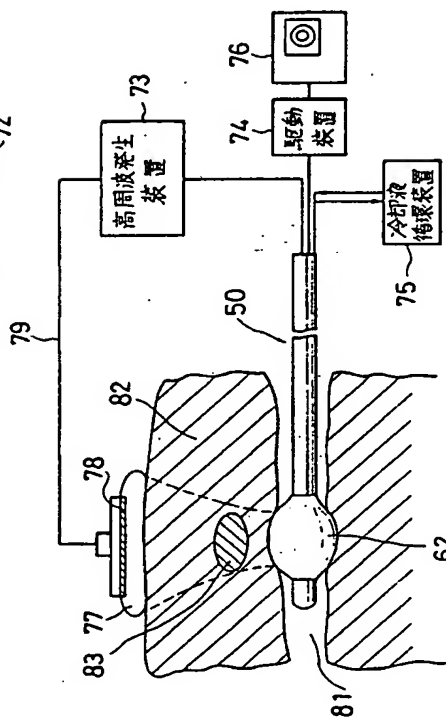
第2図



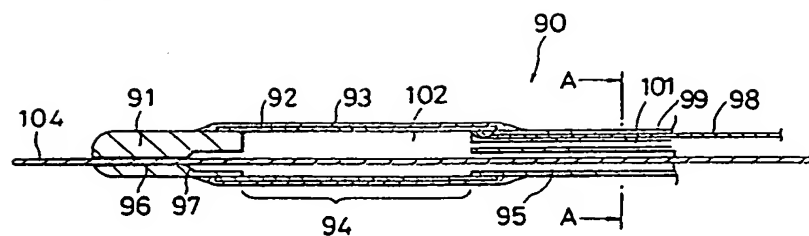
第 3 図



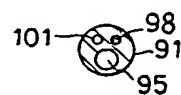
第 4 図



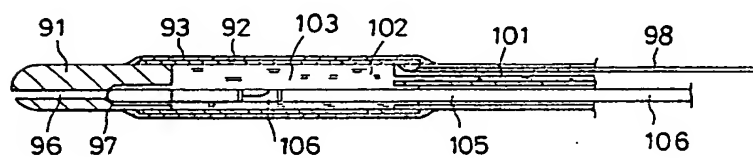
第 5 図



第 6 図



第 7 図



第 8 図